

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 63-278310
(43)Date of publication of application : 16.11.1988

(51)Int.Cl. H01F 7/02
A61B 10/00
G01N 24/06
G01R 33/22
H01F 7/20

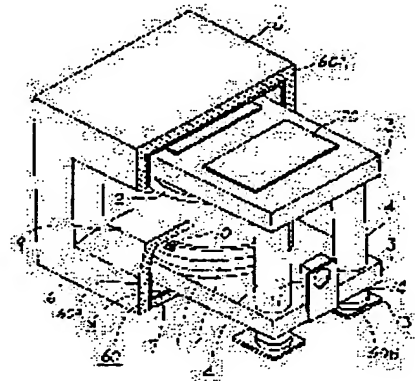
(21)Application number : 62-112358 (71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP
(22)Date of filing : 11.05.1987 (72)Inventor : SATO SHIGERU
YOSHINO HITOSHI

(54) NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To improve non-magnetic performance and heat conductivity or element members which compose heaters and to shorten a temperature rise time of a magnetic circuit, by using non-magnetic planar heat generators to compose start-up heaters and making both sides of the heaters covered with insulating materials and fixing their heaters on the surface of a magnetic circuit yoke.

CONSTITUTION: Each magnetic pole piece 2 for use in uniform magnetic field formation is disposed on a flat plate type permanent magnet 1. Two laminates, each one of which is composed of the permanent magnet 1 and the magnetic pole piece 2, are prepared to interpose a measured space therebetween, where a matter to be inspected is inserted, and they are disposed to face each other on the upper and lower sides. Further one-sided parts of respective upper and lower permanent magnets are fixed close to yoke plates 3. The upper and lower yoke plates 3 are coupled magnetically and structurally with yoke bars 4. An aluminum plate 8 is stuck inside a heat-resisting part 6, and besides a heater 7 covered with an insulator for use in temperature regulation is stuck inside the aluminum plate 8. Start-up heaters 20 are stuck two by two on the upper yoke plate and the lower one, respectively. Hence, a good image can be obtained without disturbance in uniformity of a static magnetic field, and also a time in which a temperature rises up to a preset one can be reduced to shorten the installation period of this device.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]
[Date of sending the examiner's decision of rejection]
[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]
[Date of final disposal for application]
[Patent number]
[Date of registration]
[Number of appeal against examiner's decision of rejection]
[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]
[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

THIS PAGE BLANK (USPTO)

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-278310

⑤Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑬公開 昭和63年(1988)11月16日

H 01 F 7/02
A 61 B 10/00
G 01 N 24/06
G 01 R 33/22
H 01 F 7/20

3 2 0

C-8525-5E
C-7437-4C

S-7621-2G
C-6447-5E

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑭発明の名称 核磁気共鳴イメージング装置

⑯特 願 昭62-112358

⑰出 願 昭62(1987)5月11日

⑱発 明 者 佐 藤 茂 千葉県柏市新十倉二番1号 株式会社日立メディコ研究開発センタ内

⑲発 明 者 吉 野 仁 志 千葉県柏市新十倉二番1号 株式会社日立メディコ研究開発センタ内

⑳出 願 人 株式会社 日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

㉑代 理 人 弁理士 小川 勝男

明 細 書

1. 発明の名称

核磁気共鳴イメージング装置

2. 特許請求の範囲

1. 測定空間を介して対向してなる、均一磁界発生用の磁極片と永久磁石と磁路とより成る静磁界用磁気回路と、上記均一磁界に加算する傾斜磁界を発生する傾斜磁場コイルと、測定空間内の被検体に核磁気共鳴を起させる周波数の電磁波を印加するトランスミッターコイルと、上記被検体からの核磁気共鳴信号を受信するレシーバーコイルと、を備えと共に、上記静磁界用磁気回路の周囲を断熱材でおおつて断熱部を形成し、且つ該断熱部の内部に、温度調整用ヒータと、面状にして上記磁気回路と直接接触するように構成した立ち上げ用ヒータとを備え、上記各ヒータへの電流を制御して静磁界用磁気回路の温度を目標温度に設定せしめる制御手段を設けてなる核磁気共鳴イメージング装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、永久磁石方式の核磁気共鳴イメージング装置、特にその磁気回路の温度制御手段に関する。

〔従来の技術〕

核磁気共鳴イメージング装置(以下MRI装置と称する)において永久磁石を使用した磁気回路は、周囲温度の変化により磁場強度が変化すると欠点がある。一般にその温度係数は、 $-1000 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$ 、即ち、温度が 1°C 上がると、磁場強度は 1000 ppm 弱くなる。MRI装置では、静磁界に傾斜磁界を加えて、位置を磁界の大きさに対応させ、位置に応じた共鳴周波数を発生させる。この共鳴周波数を持つNMR信号を検出し、位置の特定を行う。

然るに、静磁界の大きさが温度の影響を受けて変化すると、結局、位置の特定に誤差を言ひこととなる。更に位置検出のずれは、画像の歪み、ぼけをも生む。

一般に、磁界の変化によつて画像に影響を与え

る制限値は、5 ppm/時間であるとされる。この基準でゆくと、温度変化は、1時間に5/1000℃以内に抑えることが必要となる。

この一つの方法として、先に本発明者らは磁気回路の周囲を断熱材でおおい、内部に、温度調整用ヒータ（保温ヒータ）と、立ち上げヒータを設け、ヒータへの電流を制御して、磁気回路温度を一定に保つ制御方法を提案している。MRI装置を迅速に使用できるようにするための前記立ち上げヒータは、通常、電気ファンヒータ（ヒータ線にニクロム線を使い、この発熱をファンにより空中に放出するタイプのヒータ）を用いることとなるが、この場合(1)一部部材が磁性体（ケース、ファンなど）であるため、磁気回路の近くに設置することにより、静磁界の均一度が乱される。(2)一度空気を暖め、その熱を磁気回路が吸収する間接的加熱方式であるため、ヒータの熱量（ワット数）を大きくする割には、空気ばかりが非常に高温となり、肝心の磁気回路の昇温に時間を要する。等の不都合がある。

する。この永久磁石1と磁極片2とより成る積層体を2個用意し、被検体を挿入する測定空間を挟んで上下位置に対向して設置する。この結果、上下の磁極片の間の空間は均一磁界を形成する。

この均一磁界空間中には、傾斜磁界発生用コイル31、及び電磁波印加用の送信コイル32、NMR信号を受信する受信コイル33とを収容する。配置順序としては、域外周位置に相当する部分に永久磁石1と磁極片2とより成る積層体を設け、次いで内周方向にむけて、傾斜磁界発生用コイル31、電磁波印加用送信コイル32、受信コイル33の順に上記均一磁界空間中に収容する。域内周位置に存在する受信コイルは、円筒ソレノイドコイルであり、この円筒内部の空間が其の測定空間をなし、この測定空間内に被検体が収容され、測定が行われることとなる。

更に、上下のそれぞれの永久磁石の片面は磁鉄板3に密着固定させている。磁鉄板3は矩形をなし、少なくとも永久磁石の片面全面をおおう巾を持つ。上下の磁鉄板は、磁鉄棒4で磁氣的、且つ

〔発明が解決しようとする問題点〕

本発明の目的は、上記従来技術で記した問題点を、(1)ヒータを構成する素材の非磁性化、(2)熱伝導効率改善による磁気回路昇温時間短縮を計ることにある。

〔問題点を解決するための手段〕

上記目的のため、立ち上げ用ヒータを、非磁性の面状発熱体で構成し、両面を絶縁物でおおつたものを、磁気回路磁鉄表面に固定（接着）した。

〔作用〕

立ち上げヒータが通電されることにより、発熱体が発熱するが、磁気回路の磁鉄部に直接接触しているため、空気に比し熱抵抗の低い磁気回路の方へ多くの熱量が吸収され、効率よく温度制御ができ、もつて磁場強度を安定させることができる。

〔実施例〕

以下、本発明の一実施例を第1図および第2図により説明する。この実施例では、静磁界用の磁気回路に適用した場合について説明する。平板形永久磁石1の上に均一磁界形成用磁極片2を配置

機械的に結合させてある。磁鉄棒4は、矩形的の磁鉄板の4つの隅で磁鉄板相互の磁氣的、機械的結合をはかつた。更に、磁鉄棒4の一部は下部の磁鉄板を貫通し外側に突出し、磁気回路全体としての脚部14を形成する。

以上の構成で、上下の積層体にあつては、測定空間を挟んで均一磁界の形成をはかると共に、永久磁石の反対側の面は、永久磁石—磁鉄板—磁鉄棒—他の磁鉄板—他の永久磁石の磁気系路の形成できた。かくして、全体として1個の磁気回路が形成できることになった。本実施例では、前記磁気回路全体を断熱材、たとえば発泡スチロールなど60Aでおおつて断熱部6を形成する。ただし、被検体が、均一空間に入れるよう、中央部は開口された形の、断熱部としている。

第1図は、図面をわかりやすくするために断熱部6の一部のみを開示した。斜線部60は、その断面である。更に、脚部14の底部も断熱材60Bを設けて支持台13との間での断熱をはかる。

この断熱材60Aで仕切つた空間9内には、第

2図に示すように、傾斜磁界用コイル、電磁放送コイル、受信コイルを設けていることは従来例と変わらない。

さて、断熱部6の内側にはアルミ板8をはりつける。但し、均一磁界を形成する測定空間に面する箇所にははりつけない。磁界への影響をなくするためである。アルミ板8の内側には、更に絶縁物でおおわれた温度調整用ヒータ7をはりつける。

この時の外観図を第5図に示す。点線矩形部は平板状の温度調整用ヒータ7を示す。開口部9から被検体は出入りする。更に、断熱部6でおおわれた磁気回路の空間上での温度むらをなくするため、ファン11を、断熱部6で形成された磁気回路の密閉空間中に設ける。

第1図および第2図のに図示されている部材20は立ち上げ用ヒータであつて、図では面状ヒータを上側磁鉄板に2枚、下側磁鉄板に2枚ずつ貼りつけてある。

以下、前記立ち上げヒータ20の構造について、第3図を用いて詳細に説明する。図において、面

状の発熱部21はカーボンと導電性樹脂の混合体より成る。発熱部を矩形としその両端に銅製の電極23を設け端部のリード線取出部24よりリード線25を出す。発熱部21の全周を耐熱性の絶縁物22、たとえばガラスエポキシ樹脂などでおおふことにより、ヒータの常用使用温度を120℃まで耐えられる構造としている。この面状ヒータ20を磁気回路磁鉄板3に直接貼りつけるが、その方法としては、エポキシ系接着剤、熱硬化形のアクリル系両面粘着テープ等で実現できる。

リード線間に電流(I)を流すことにより発熱部21が発熱するが、その発熱量(ワット数)は、

$$W = I^2 \cdot R$$

$$= I^2 \cdot \rho \frac{a}{b}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} R: \text{ヒータ抵抗値}(\Omega) \\ \rho: \text{発熱体の面積抵抗}(\Omega) \\ a: \text{電極間距離}(cm) \\ b: \text{電極方向長さ}(cm) \end{array} \right.$$

で表わされる。

具体的数値例として、 $\rho = 30 \Omega$, $a = 3.6 cm$, $b = 5.4 cm$ とすると、 $R = 20 \Omega$, AC100V印加すれば、発熱量が500Wとなる。500W

とする根拠は後述するが、上記した、 a , b , ρ を選択することにより所望のワット数にできる。実施例では、磁気回路磁鉄板の寸法に合わせ a , b を決め、必要ワット数に合致する ρ を決めた。

次に立ち上げヒータの作用について述べる。

磁気回路を保温断熱するときの設定温度は、設置される室温の年間を通じての最高温度より高く設定すれば、冷却機能を付加することなく保温機構だけで済む。実施例では上記の考え方に基づいており、磁気回路を病院等に搬入した後、すみやかに磁気回路温度を運転時設定温度まで昇温させるためである。

第4図は温度制御のための回路図でこれにより具体的な使用法を説明する。

図において20は立ち上げヒータ、10は温度センサ(サーミスタまたは熱電対)、41は電磁開閉器、42は温度調整器、43はブレーカ、44はヒューズである。今、設定温度が35℃、立ち上げ前の磁気回路温度を20℃とする。ブレーカ43を入れると、磁気回路温度は温度調整器

42の設定温度以下であるため、電磁開閉器41が閉じ、立ち上げ用面ヒータ20が通電され発熱する。発熱した熱が磁気回路に吸収され、暖められるが温度センサ10の働きにより、設定温度に達すると自動的に、電磁開閉器41が開き、通電が終了する。所望温度に達した後は、図示されていない前記した別の温度調整手段(保温制御)が役割を引き継ぐ。ここで、具体的な通電時間の概略を求めると、今、磁気回路の総重量を10t、比熱 $\neq 0.1 (kcal/kg \cdot ^\circ C)$ 、温度差が35℃-20℃=15℃、立ち上げヒータの容量を500W/枚 \times 4枚=2KWとした場合、

$$\frac{10 \times 10^3 (kg) \times 0.1 (kcal/kg \cdot ^\circ C) \times 15^\circ C}{0.86 \times 2000 (kcal/h)} \neq 8.7 h$$

上記計算から8.7時間通電することになる。上記では、磁気回路が断熱されているので近似的にヒータの発熱が全て磁気回路温度上昇となると仮定しているが実際には、周りへの放熱があるため、通電時間はもう少し長くなる。実施例では、ヒータ20を磁気回路に直接接着しているので発生し

た熱が鉄製の継鉄板3に吸収され、立ち上げヒータの空気側表面でも60℃であつた。さらなる通電時間の短縮を実現するには、ヒータ容量を大きくすればよいが、安全性(過熱)から見ても数分の1にすることは容易である。

実施例においては、立ち上げヒータ20が4枚で、上下の継鉄板に各々2枚ずつ貼りつけた例を示したが、本発明の主旨は、ヒータ枚数に制限されるものではない。

また、取付け場所も、継鉄板に限定されることなく継鉄棒や磁極片表面であつても同等の効果が得られる。

〔発明の効果〕

本発明によれば、

- (1) 立ち上げヒータ素材を非磁性部材で構成したことにより、静磁界均一度が乱されることなく良好(歪のない)な画像が得られる。
- (2) 磁気回路運転時の設定温度までの昇温時間が短縮出来、装置の据付期間が短くなる。
- (3) 間接昇温方式に比べ、磁気回路周りの空気

の温度上昇が低く抑えられ安全性にも優れる。

等の効果を得られる。

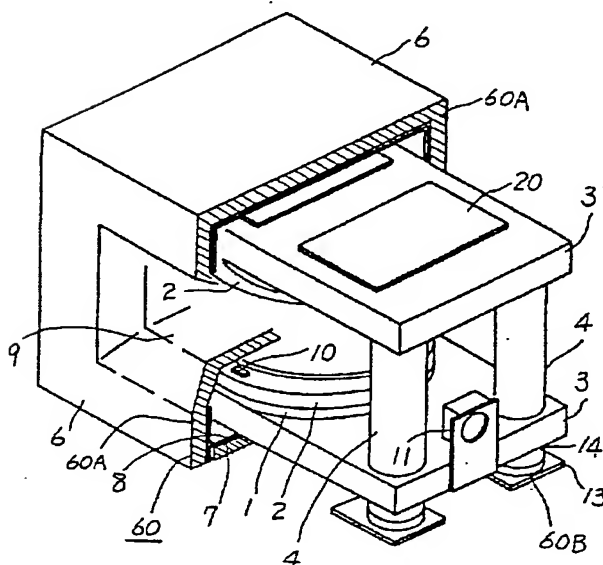
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例の斜視図、第2図は第1図の正面図と縦断面図、第3図は立ち上げヒータの構造図、第4図は温度制御のための回路図、第5図は断熱部で磁気回路を囲みつた実施例での斜視図である。

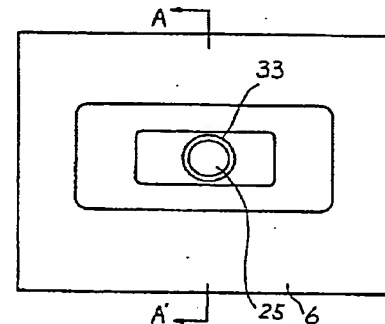
1…永久磁石、2…磁極片、3…継鉄板、4…継鉄棒、6…断熱部、20…温度調整ヒータ。

代理人 弁護士 小川勝男

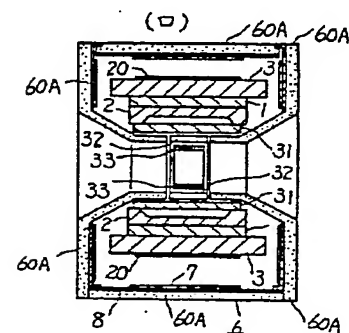
第1図

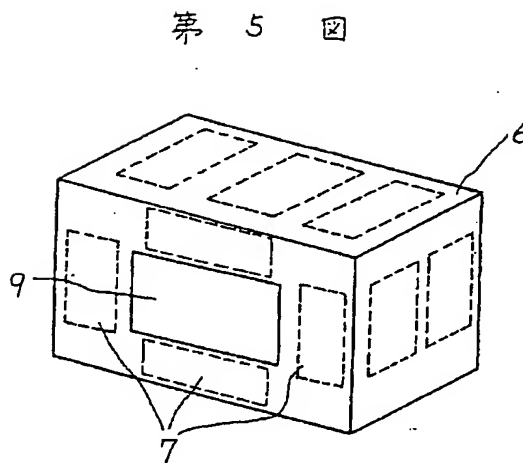
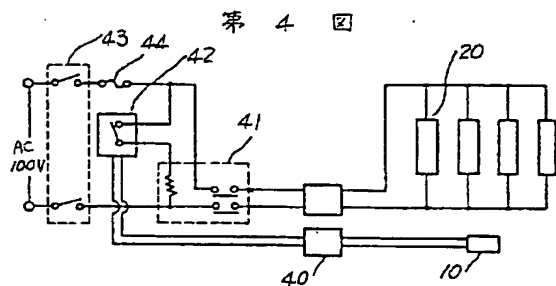
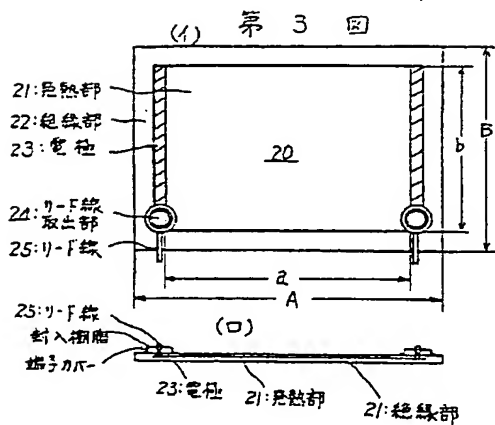


第2図
(1)



(ロ)





BEST AVAILABLE COPY

THIS PAGE BLANK (USPTO)